

P23207.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : Hiroyuki KOBAYASHI et al.

Serial No. : Not Yet Assigned

Filed : Concurrently Herewith

For : DIAGNOSIS SUPPORTING DEVICE


**CLAIM OF PRIORITY**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, Virginia 22313-1450

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application No. 2002-287034, filed September 30, 2002. As required by 37 C.F.R. 1.55, a certified copy of the Japanese application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,  
Hiroyuki KOBAYASHI et al.

  
Bruce H. Bernstein  
Reg. No. 29,027

*Reg No*  
*33,329*

September 17, 2003  
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.  
1950 Roland Clarke Place  
Reston, VA 20191  
(703) 716-1191

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 9月30日

出 願 番 号

Application Number:

特願2002-287034

[ ST.10/C ]:

[ JP2002-287034 ]

出 願 人

Applicant(s):

ペンタックス株式会社

2003年 1月 7日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田信一郎

出証番号 出証特2002-3103334

【書類名】 特許願

【整理番号】 JP01677

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00  
A61B 1/04  
G02B 23/24

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 小林 弘幸

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 旭光学工業株式会社内

【氏名】 太田 紀子

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【氏名又は名称】 旭光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100098235

【弁理士】

【氏名又は名称】 金井 英幸

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 062606

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9812486

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 診断補助用装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がる診断補助用装置であって、

前記プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の前記被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、

前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記参照画像の全画素の中から最大値の輝度をもつ画素を計数し、計数された画素数が所定の限界値を超えていなかった場合には、前記参照画像の全画素について、計数された画素数が所定の限界値を超えていた場合には、前記参照画像の全画素の中から選出した幾つかの画素のみについて、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、

前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、

前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部と

を備えることを特徴とする診断補助用装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、前記参照画像の画素が持つ輝度値の中で最大の輝度値が所定の輝度値よりも小さい場合にも、前記参照画像の全画素の中から選出した幾つかの画素のみについて、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成する

ことを特徴とする請求項 1 記載の診断補助用装置。

【請求項 3】

内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がれる診断補助用装置であって、

第 1 の状態を示す情報と第 2 の状態を示す情報の何れかを格納する情報格納部と、

前記光源プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、

前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記情報格納部に格納されている情報が第 1 の状態を示すものであるか第 2 の状態を示すものであるかを判別し、第 1 の状態を示す情報であった場合には、前記参照画像の全画素について、第 2 の状態を示す情報であった場合には、前記参照画像の全画素の中から選出した幾つかの画素のみについて、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部において前記観察用画像が生成される毎に、前記観察用画像における前記特定画素の個数が、全画素数に対して所定の割合となる個数を上回っているか否かを判別し、上回っていた場合には、第 1 の状態を示す情報を前記情報格納部に格納し、上回っていなかった場合には、第 2 の状態を示す情報を前記情報格納部に格納する状態判定部と、

前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、

前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部と

を備えることを特徴とする診断補助用装置。

【請求項 4】

前記状態判定部は、前記特定画素の個数が全画素数の 5 % を上回っているか否かを判別する

ことを特徴とする請求項 3 記載の診断補助用装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記情報格納部に格納されている情報が第 2 の状態を示すものであった場合には、前記蛍光画像の画素との輝度値の差分を算出するための処理対象として、前記参照画像の全画素の中から全画素数の  $1/4$  を、選出することを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の診断補助用装置。

【請求項 6】

内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がれる診断補助用装置であって、

前記プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の前記被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、

前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記参照画像の全画素の中から最大値の輝度をもつ画素を計数し、計数された画素数が所定の限界値を超えていなかった場合には、前記参照画像の全画素について、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出し、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成し、計数された画素数が所定の限界値を超えていた場合には、前記参照画像及び前記蛍光画像の全画素を幾つかの座標群に区分して前記各画素群の輝度値の平均値を算出し、前記参照画像の全画素群について、各々の平均値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素群の平均値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素群を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素からなる画素群に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、

前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、

前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部と  
を備えることを特徴とする診断補助用装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記参照画像の画素が持つ輝度値の中で最大の輝度値が所定の輝度値よりも小さい場合にも、前記参照画像及び前記蛍光画像の全画素を幾つかの座標群に区分して前記各画素群の輝度値の平均値を算出し、前記参照画像の全画素群について、各々の平均値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素群の平均値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素群を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素からなる画素群に変換することによって、観察用画像を生成することを特徴とする請求項 6 記載の診断補助用装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、最大輝度値及び最小輝度値を最大階調値及び最小階調値へ変換するとともに中間の輝度値を当てはまる階調値に変換することによって、前記参照画像及び前記蛍光画像の全画素を規格化した後に、前記参照画像の全画素の中から最大値の輝度をもつ画素を計数することを特徴とする請求項 1，2，6 又は 7 記載の診断補助用装置。

【請求項 9】

前記画像生成部は、前記参照画像の各画素のうち、最大階調値をもつ画素の個数を計数し、計数された画素数が所定の限界値を上回っていた場合にのみ、前記蛍光画像の画素との輝度値の差分を算出するための処理対象として、前記参照画像の全画素の中から全画素数の  $1/4$  を、選出することを特徴とする請求項 8 記載の診断補助用装置。

【請求項 10】

前記画像生成部は、差分を算出した後、前記参照画像を白黒の RGB 画像に変換して、観察用画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 9 の何れかに記載の診断補助用装置。

【請求項 11】



前記特定画素は、赤色の色成分だけが輝度値をもつ画素であることを特徴とする請求項 1 乃至 1 0 の何れかに記載の診断補助用装置。

【請求項 1 2】

先端が前記内視鏡の鉗子チャンネルに挿入されるとともに、生体組織を励起して蛍光を放出させるための励起光と前記被検体を照明するための可視光とをその基端から先端へと導くプローブと、

前記プローブの基端面に前記励起光と前記可視光を交互に入射させる光源部とを、更に備える

ことを特徴とする請求項 1 乃至 1 1 の何れかに記載の診断補助用装置。

【請求項 1 3】

前記プローブは、束ねられた多数の光ファイバからなることを特徴とする請求項 1 2 記載の診断補助用装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体組織の状態の診断に利用される材料としての画像を生成する診断補助用装置に、関する。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

従来、生体組織に特定の波長の光を照射すると生体組織が励起して蛍光を発することが、知られている。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織が発する蛍光が正常な生体組織が発する蛍光の強度よりも弱いことも、良く知られている。

【0 0 0 3】

近年では、このような知識に基づいて、食道や胃腸などの体腔の内壁（体腔壁）において異常組織の有無の確認及びその位置の特定をするための診断補助用装置が、開発されつつある（特許文献 1 参照）。この診断補助用装置は、既存の電子内視鏡システムに組み合わされて利用されるものであり、束ねられた多数の光ファイバからなるプローブと、このプローブの基端面に可視光及び励起光を交互

に繰り返し供給する光源部と、電子内視鏡システムの光源プロセッサ装置から出力される画像に特定の処理を施してモニタ等に出力する画像処理回路とを、備えている。

#### 【 0 0 0 4 】

この診断補助用装置は、従来の電子内視鏡の先端が体腔内に挿入された状態でプローブがその電子内視鏡の鉗子チャンネルへと引き通されて、その先端が体腔内に露出していると、このプローブを通じて可視光及び励起光を体腔壁に交互に照射する。その体腔壁は、電子内視鏡の先端に設けられた撮影装置により、可視光により照明されている状態と蛍光を発している状態とで、それぞれ、モノクロ撮影される。すると、電子内視鏡システムの光源プロセッサ装置からは、体腔壁が照明されたときの画像（参照画像）の画像信号と、体腔壁が蛍光を発しているときの画像（蛍光画像）の画像信号とが、出力される。そして、これら画像信号が入力される画像処理回路は、一組の参照画像及び蛍光画像を取得する毎に、以下のような処理を行う。

#### 【 0 0 0 5 】

すなわち、画像処理回路は、まず、参照画像と蛍光画像とについて、それぞれ、全画素の値の中から最大値及び最小値を抽出する。次に、最大値をもつ画素の値を所定の最大階調値に変換するとともに最小値をもつ画素の値を所定の最低階調値に変換し、且つ、中間値をもつ他の画素の値を各々当てはまる階調値に変換することにより、参照画像と蛍光画像をそれぞれ規格化する。次に、規格化後の参照画像と蛍光画像とにおける互いに同じ座標にある画素同士の差分（参照画像の画素値から蛍光画像の画素値を差し引いて得られる差分）を、各座標についてとり、差分が所定の閾値以上である座標を特定し、特定された座標を「1」値とするとともにその他の座標を「0」値とする二値画像を生成する。次に、参照画像を白黒のRGB画像として生成した後、この参照画像における二値画像の「1」値と同じ座標にある画素を例えば赤色の画素に変換することによって新たなRGB画像（観察用画像）を生成する。

#### 【 0 0 0 6 】

画像処理回路は、以上のような処理を行うことによって観察用画像を生成し、

これを順次バッファに記録する。そして、画像処理回路は、バッファに記録されている観察用画像を読み出して N T S C 映像信号や P A L 映像信号に変換してモニタ等に出力する。

【 0 0 0 7 】

従って、この診断補助用装置を用いて被験者に施術を行う術者は、モニタ等に表示された観察用画像の中の白黒部分により、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として赤く示される部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、特定することができる。

【 0 0 0 8 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 0 - 0 2 3 9 0 3 号公報

【 0 0 0 9 】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、従来の診断補助用装置では、上述したような複雑な処理が実行されるために、画像処理回路が観察用画像を生成してバッファに記録する速度が、約 1 0 フレーム毎秒と遅くならざるを得なかった。そのため、以下のような不都合が生じていた。

【 0 0 1 0 】

すなわち、上述のように体腔壁を観察する場合、電子内視鏡の撮影状態が時々刻々と変化するために、状況により、観察用画像が観察に耐えないものとなる場合がある。例えば電子内視鏡の先端が体腔壁に近づきすぎたり遠のきすぎたりして、観察用画像の中の白黒部分（つまり白黒の R G B 画像とされた参照画像）が真っ白になったり真っ黒になったりすることがある。このような場合、体腔壁の輪郭や凹凸がはっきりしなくなるために、観察用画像の中で赤く示された部分が体腔壁のどの部位を指し示しているのかが分からなくなり、体腔壁下の生体組織の状態を診断できなくなってしまう。このとき、術者が、診断補助用装置を観察可能な状態にしようとして、電子内視鏡の先端を移動させる操作を行うと、その操作中、上記モニタ等には、観察用画像が、上述したような速度にて表示される

ので、注目していた部位を術者が見失ってしまうことがあった。このため、観察用画像が観察に耐えないものとなる場合に、施術の遅延を招いていた。

【 0 0 1 1 】

本発明は、上述したような従来の事情に鑑みてなされたものであり、その課題は、入力される画像の状態に応じて処理速度を高めたり戻したりできる診断補助用装置を、提供することにある。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明の第 1 の態様による診断補助用装置は、以下のような構成を採用した。

【 0 0 1 3 】

すなわち、本発明の第 1 の態様による診断補助用装置は、内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がれる診断補助用装置であって、前記プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の前記被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記参照画像の全画素の中から最大値の輝度をもつ画素を計数し、計数された画素数が所定の限界値を超えていなかった場合には、前記参照画像の全画素について、計数された画素数が所定の限界値を超えていた場合には、前記参照画像の全画素の中から選出した幾つかの画素のみについて、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部とを備えることを、特徴としている。

## 【 0 0 1 4 】

このように構成されると、参照画像において、最大値をもつ画素の個数が所定の限界値を超えていた場合にのみ、差分をとるための画素の数が、全画素数に対する所定の割合の個数にまで、間引かれて、差分をとる処理に掛かる時間が少なくなる。つまり、観察用画像の生成速度が高まる。この結果、内視鏡の先端を移動させる操作が必要となった場合において、観察用画像が生成速度が高まることにより、そのような操作を行ったときでも、観察用画像がモニタ等にリアルタイムに表示されるようになるため、注目していた部位を術者が見失う可能性が低くなる。

## 【 0 0 1 5 】

逆に、内視鏡の先端を移動させる操作が必要となくなった場合においては、差分をとるための画素の個数が全画素数に戻されるため、観察用画像の生成速度が遅くなるものの、観察用画像内に示される特定画素は高い解像度によって得られたものとなるので、術者は、被検体を詳細に観察することができる。

## 【 0 0 1 6 】

また、上記の課題を解決するために、本発明の第 2 の態様による診断補助用装置は、以下のような構成を採用した。

## 【 0 0 1 7 】

すなわち、本発明の第 2 の態様による診断補助用装置は、内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がれる診断補助用装置であって、第 1 の状態を示す情報と第 2 の状態を示す情報の何れかを格納する情報格納部と、前記光源プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記情報格納部に格納されている情報が第 1 の状態を示すものであるか第 2 の状態を示すものであるかを判別し、第 1 の状態を示す情報であった場合には、前記参照画像の全画素について、第 2 の状態を示す情報であった場合には、前記参照画像の全画素の中から

選出した幾つかの画素のみについて、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、前記画像生成部において前記観察用画像が生成される毎に、前記観察用画像における前記特定画素の個数が、全画素数に対して所定の割合となる個数を上回っているか否かを判別し、上回っていた場合には、第 1 の状態を示す情報を前記情報格納部に格納し、上回っていなかった場合には、第 2 の状態を示す情報を前記情報格納部に格納する状態判定部と、前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部とを備えることを、特徴としている。

## 【 0 0 1 8 】

このように構成されると、画像生成部において生成された観察用画像において、特定画素の個数が全画素数の所定の割合の個数を下回っていた場合にのみ、次に観察用画像を生成する際に差分をとるための画素の数が、全画素数に対する所定の割合の個数にまで、間引かれて、観察用画像の生成速度が高まる。従って、内視鏡の先端を移動させる操作が必要となった場合において、観察用画像がモニタ等にリアルタイムに表示されるようになり、注目していた部位を術者が見失う可能性が低くなる。

## 【 0 0 1 9 】

また、上記の課題を解決するために、本発明の第 3 の態様による診断補助用装置は、以下のような構成を採用した。

## 【 0 0 2 0 】

すなわち、本発明の第 3 の態様による診断補助用装置は、内視鏡の先端から伝送される被検体の像を画像として取得してモニタ出力用の映像信号に変換するプロセッサ装置に対して繋がれる診断補助用装置であって、前記プロセッサ装置から、可視光により照明されている状態の前記被検体の画像と、励起光が照射されることにより励起して蛍光を発している状態の前記被検体の画像とを、参照画像

及び蛍光画像として繰り返し取得する画像取得部と、前記画像取得部において一組の前記参照画像及び前記蛍光画像が取得される毎に、前記参照画像の全画素の中から最大値の輝度をもつ画素を計数し、計数された画素数が所定の限界値を超えていなかった場合には、前記参照画像の全画素について、各々の輝度値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素の輝度値との差分を算出し、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素に変換することによって、観察用画像を生成し、計数された画素数が所定の限界値を超えていた場合には、前記参照画像及び前記蛍光画像の全画素を幾つかの座標群に区分して前記各画素群の輝度値の平均値を算出し、前記参照画像の全画素群について、各々の平均値に対する前記蛍光画像における同じ位置の画素群の平均値との差分を算出した後、前記参照画像における前記差分が所定値よりも大きい画素群を、所定の色に相当する輝度値をもつ特定画素からなる画素群に変換することによって、観察用画像を生成する画像生成部と、前記観察用画像の画像データを記憶するとともに、前記画像生成部によって前記観察用画像が生成される毎にその画像データを更新する記憶部と、前記記憶部に記録されている画像データを読み出し、それを映像信号に変換して出力する出力部とを備えることを、特徴としている。

#### 【 0 0 2 1 】

このように構成されると、画像生成部において生成された観察用画像において、特定画素の個数が全画素数の所定の割合の個数を上回っていた場合にのみ、参照画像及び蛍光画像が幾つかの画素群に区分され、画素群における輝度値の平均値が算出され、互いに同じ位置にある画素群の平均値の差分が算出される。このため、差分を算出する処理に掛かる時間が少なくなる。つまり、観察用画像の生成速度が高まる。従って、内視鏡の先端を移動させる操作が必要となった場合において、観察用画像がモニタ等にリアルタイムに表示されるようになり、注目していた部位を術者が見失う可能性が低くなる。

#### 【 0 0 2 2 】

#### 【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 2 3 】

## 【実施形態 1】

図 1 は、第 1 の実施形態の内視鏡システムの模式図である。この内視鏡システムは、電子内視鏡 1、光源プロセッサ装置 2、診断補助用装置 3、画像切替機 4 及びモニタ M を、備えている。

【 0 0 2 4 】

## ＜電子内視鏡＞

まず、電子内視鏡 1 について、説明する。電子内視鏡 1 は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部 1 a と、その挿入部 1 a の先端に組み込まれた湾曲部（図示略）を湾曲操作するためのアングルノブ（図示略）等が設けられている操作部 1 b とを、備えている。

【 0 0 2 5 】

挿入部 1 a の先端面には、少なくとも 3 つの貫通孔（図示略）が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ 1 1 及び対物レンズ 1 2 がそれぞれ嵌め込まれている。他の 1 つの貫通孔は、鉗子口 1 c として利用される。挿入部 1 a 内には、この鉗子口 1 c と操作部 1 b に穿たれた鉗子口 1 d とを結ぶ細管 1 3 が、引き通されており、この細管 1 3 が、電気メス等の処置具を挿通するための鉗子チャンネルとして、機能する。

【 0 0 2 6 】

さらに、挿入部 1 a 内には、先端面が配光レンズ 1 1 に対向しているライトガイド 1 4 と、対物レンズ 1 2 の像面に撮像面が配置された撮像素子 1 5 に対して接続されている信号線 1 6、1 7 とが、引き通されている。これらライトガイド 1 4 及び信号線 1 6、1 7 は、さらに、操作部 1 b の側面から延びた可撓管 1 e 内に、引き通されており、それらの基端は、可撓管 1 e の先端に設けられたコネクタ C の端面に固定されている。

【 0 0 2 7 】

## ＜光源プロセッサ装置＞

次に、光源プロセッサ装置 2 について、説明する。この光源プロセッサ装置 2 は、システムコントローラ 2 1、タイミングコントローラ 2 2、光源部 2 3、映



像信号処理回路 2 4，及び、これらに電力を供給する電源部 2 5 を、備えている。なお、光源プロセッサ装置 2 には、上記コネクタ C を嵌め込み可能なコネクタ受け（図示略）が、備えられている。そして、このコネクタ受けに上記コネクタ C が嵌め込まれると、ライトガイド 1 4 の基端が光源部 2 3 に入り込み、信号線 1 6，1 7 がシステムコントローラ 2 1 及び映像信号処理回路 2 4 に接続される。

## 【 0 0 2 8 】

システムコントローラ 2 1 は、光源プロセッサ装置 2 全体を制御するコントローラである。このシステムコントローラ 2 1 は、図示せぬ操作パネルに設けられている操作スイッチが操作者によって切り替えられると、切替後の操作スイッチの状態に応じて観察モードを第 1 観察モード又は第 2 観察モードに切り替える。このシステムコントローラ 2 1 は、第 1 観察モードでは第 1 観察モードを示す信号を、第 2 観察モードでは第 2 観察モードを示す信号を、それぞれ、光源部 2 3，映像信号処理回路 2 4 及び画像切替機 4 に送出する。また、システムコントローラ 2 1 は、何れの観察モードにあっても、信号線 1 6 を介して撮像素子 1 5 に駆動信号を送出する。

## 【 0 0 2 9 】

タイミングコントローラ 2 2 は、各種基準信号を生成してその信号の出力を制御するコントローラであり、光源プロセッサ装置 2 における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

## 【 0 0 3 0 】

光源部 2 3 は、第 2 観察モードのときには、光を放射せず、第 1 観察モードのときには、ライトガイド 1 4 の基端面に、赤色光、緑色光及び青色光を順に繰り返し入射させる。入射した各色光は、ライトガイド 1 4 に導かれ、配光レンズ 1 1 により拡散されて電子内視鏡 1 の先端に対向した被検体へと照射される。すると、撮像素子 1 5 の撮像面には、被検体の赤色光による像、緑色光による像、及び、青色光による像が、順次形成される。そして、この撮像素子 1 5 は、被検体の赤色光による像、緑色光による像、及び、青色光による像を、それぞれ画像信号（以下、便宜上、赤色画像信号、緑色画像信号及び青色画像信号という）に変

換し、信号線 1 7 を介して映像信号処理回路 2 4 へ送信する。

【 0 0 3 1 】

映像信号処理回路 2 4 は、赤色画像信号、緑色画像信号及び青色画像信号を取得して、被検体のカラー画像を合成する。すなわち、いわゆる面順次方式により、カラー画像が取得される。取得されたカラー画像は、映像信号処理回路 2 4 により、R G B 映像信号に変換されるとともに、N T S C 映像信号（又は P A L 映像信号）に変換される。この映像信号処理回路 2 4 は、第 1 観察モードのときには、N T S C 映像信号を画像切替機 4 へ送出し、第 2 観察モードのときには、N T S C 映像信号を画像切替機 4 に送出せず、R G B 映像信号を診断補助用装置 3 へ送出する。

【 0 0 3 2 】

＜診断補助用装置＞

次に、診断補助用装置 3 について、説明する。この診断補助用装置 3 は、プローブ P、システムコントローラ 3 1、光源部 3 2 及び画像処理回路 3 3 を、備えている。

【 0 0 3 3 】

プローブ P は、生体組織を励起して蛍光を放出させるための所定帯域の紫外光（励起光）が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバである。なお、このプローブ P の先端は、電子内視鏡 1 の鉗子チャンネルとしての細管 1 3 に、挿入される。

【 0 0 3 4 】

システムコントローラ 3 1 は、診断補助用装置 3 全体を制御するコントローラである。また、このシステムコントローラ 3 1 は、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントローラ 2 1 と繋がれており、第 2 観察モードのときにのみ、当該システムコントローラ 2 1 から、光源プロセッサ装置 2 の映像信号処理回路 2 4 が赤色画像信号、緑色画像信号及び青色画像信号を周期的に受信するタイミングを示す制御信号を、受信する。

【 0 0 3 5 】

光源部 3 2 は、可視光及び励起光をともに含む白色光を放出する光源ランプ（

図示略) と、このランプから発せられる白色光から可視光と励起光とを交互に抽出してプローブ P の基端面に交互に入射させるシャッター及びフィルタからなる切替機構 3 2 a とを、備えている。この光源部 3 2 は、システムコントローラ 3 1 と繋がれており、第 2 観察モードのときのみ、システムコントローラ 3 1 から上記制御信号を受信する。そして、光源部 3 2 は、その制御信号に従って切替機構 3 2 a を制御して、例えば映像信号処理回路 2 4 が赤色画像信号及び緑色画像信号を受信するタイミングと同じタイミングに合わせて、プローブ P の基端面に可視光と励起光とを交互に入射させる。このプローブ P の先端面が、生体組織等の被検体に対向した状態において、この被検体には、プローブ P の先端面から射出された可視光及び励起光が、交互に照射される。この被検体は、可視光を照射されたときにはこの可視光によって照明されるとともに、励起光を照射されたときには励起して蛍光を発する。そして、撮像素子 1 5 は、可視光によって照明された被検体の像と、蛍光によって形成される被検体の像とを、それぞれ画像信号(以下、便宜上、参照画像信号及び蛍光画像信号という)に変換し、これら画像信号を信号線 1 7 を介して映像信号処理回路 2 4 へ送信する。第 2 観察モードにある映像信号処理回路 2 4 は、参照画像信号及び蛍光画像信号を、それぞれ例えば赤色画像信号及び緑色画像信号を受信するタイミングと同じタイミングにて取得し、参照画像信号を R 成分とするとともに蛍光画像信号を G 成分とした RGB 映像信号を、画像処理回路 3 3 へ送信する。

#### 【 0 0 3 6 】

画像処理回路 3 3 は、映像信号処理回路 2 4 から送信される RGB 映像信号を利用して、生体組織等の被検体の状態の診断に利用される材料としての画像を生成する回路である。図 2 に、画像処理回路 3 3 の内部の概略的な構成図を示す。この図 2 に示されるように、画像処理回路 3 3 は、タイミングコントローラ 3 3 a、A/D 変換器 3 3 b、参照画像用メモリ 3 3 c、蛍光画像用メモリ 3 3 d、患部画像生成回路 3 3 e、画像合成回路 3 3 f、D/A 変換器 3 3 g 及びエンコーダー 3 3 h を、備えている。なお、A/D 変換器 3 3 b、参照画像用メモリ 3 3 c 及び蛍光画像用メモリ 3 3 d は、画像取得部に相当する。また、画像処理回路 3 3 e 及び画像合成回路 3 3 f は、画像生成部及び記憶部に相当する。さらに

、D/A変換器33g及びエンコーダ33hは、出力部に相当する。

【0037】

タイミングコントローラ33aは、上記制御信号に基づいて各種基準信号を生成してその信号の出力を制御するコントローラであり、画像処理回路33における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【0038】

A/D変換器33bは、光源プロセッサ装置2の映像信号処理回路24に繋がれており、映像信号処理回路24から入力されるアナログ信号であるRGB映像信号を、デジタル信号に変換する機器である。

【0039】

参照画像用メモリ33c及び蛍光画像用メモリ33dは、ともに、A/D変換器33bに繋がれており、デジタル信号のうちの例えばR成分及びG成分がそれぞれ入力される記憶装置である。従って、各メモリ33c、33dには、それぞれ、上述した参照画像信号及び蛍光画像信号に基づく参照画像データ及び蛍光画像データが、一時的に記録される。参照画像データが記録された参照画像用メモリ33cは、タイミングコントローラ33aからの基準信号に従ったタイミングにて、参照画像データを患部画像生成回路33e及び画像合成回路33fへ出力する。また、蛍光画像データが記録された蛍光画像用メモリ33dは、上記基準信号に従って、参照画像用メモリ33cが参照画像信号を出力する時と同時に、蛍光画像信号を患部画像生成回路33eへ出力する。

【0040】

患部画像生成回路33eは、後述するプログラムが格納されたROMや、そのROMからプログラムを読み出して実行するCPUや、CPUの作業領域が展開されるRAMや、CPUが処理に用いる各種の信号やデータを入出力するためのポートなどを備えた回路である。この患部画像生成回路33eは、参照画像データと蛍光画像データとに基づいて、後述する患部画像データを生成し、この患部画像データを画像合成回路33fへ出力する。

【0041】

なお、患部画像生成回路33eのCPUは、主電源が投入されている間は、R

OMからプログラムを読み出して処理の実行を開始している。この処理の内容を、図3に示す。

#### 【0042】

図3に示されるように、処理開始後、CPUは、各メモリ33c, 33dから参照画像データ及び蛍光画像データが送られてくるのを待機する(S101)。そして、CPUは、両データを受信すると、まず、蛍光画像を構成する全画素の輝度値の中から最大値及び最小値を抽出し(S102)、続いて、最大値をもつ画素の輝度値を所定の最大階調値(例えば「255」)に変換するとともに最小値をもつ画素の輝度値を所定の最小階調値(例えば「0」)に変換し、且つ、中間値をもつ画素の輝度値を各々当てはまる階調値に変換することにより、蛍光画像の全画素の輝度値を規格化する(S103)。つぎに、CPUは、参照画像を構成する全画素の輝度値の中から最大値及び最小値を抽出し(S104)、続いて、S103の処理と同様に、参照画像の全画素の輝度値を規格化する(S105)。

#### 【0043】

つぎに、CPUは、規格化された参照画像の全画素の中から、最大階調値(上記例では「255」)をもつ画素を計数する(S106)とともに、規格化されていない参照画像の全画素の中から最大輝度値を読み出す(S107)。

#### 【0044】

その後、CPUは、S106にて計数した最大階調値をもつ画素の個数が、事前に設定された所定の個数(例えば2000個)を上回っているか否か、及び、S107にて読み出した最大輝度値が、事前に設定された限界値(例えば輝度値の取り得る範囲が0～255であるとした場合における150)を下回っているか否かを、それぞれ判別する(S108, S109)。なお、S107及びS109は省略されても良い。

#### 【0045】

そして、CPUは、最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数以下であって、且つ、最大輝度値が所定の限界値以上であった場合(S108; NO、S109; NO)には、画像における左上隅を座標原点(0, 0)とし、横軸をx、縦軸

を  $y$  とした座標系に対してマッピングされた全画素の座標  $(x, y)$  を、以後の処理における処理対象座標として決定する (S 1 1 0)。

#### 【 0 0 4 6 】

一方、CPU は、最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数を上回っていた場合 (S 1 0 8 ; Y E S)、又は、最大輝度値が所定の限界値を下回っていた場合 (S 1 0 9 ; Y E S) には、上記座標系における座標  $(2n, 2m)$  のみを、以後の処理における処理対象座標として決定する (S 1 1 1)。但し、 $n = 0, 1, 2, \dots$  であり、 $m = 0, 1, 2, \dots$  である。

#### 【 0 0 4 7 】

そして、以後の処理対象となる座標を S 1 1 0 又は S 1 1 1 で決定した後、CPU は、患部画像生成サブルーチンを実行する (S 1 1 2)。この患部画像生成サブルーチンの内容を、図 4 に示す。

#### 【 0 0 4 8 】

図 4 に示されるように、患部画像生成サブルーチンの開始後、CPU は、上記座標系における全座標上の画素の輝度値が「0」である画像を新たに生成し (S 2 0 1)、S 1 1 0 又は S 1 1 1 において決定した処理対象座標の中から、以下の処理ループの処理対象としての 1 つの座標を特定する (S 2 0 2)。

#### 【 0 0 4 9 】

つぎに、CPU は、規格化後の参照画像の当該座標上の画素の輝度値から、規格化後の蛍光画像の当該座標上の画素の輝度値を差し引くことにより、当該座標における差分を算出し (S 2 0 3)、当該座標における差分が所定の閾値以上であるか否かを判別する (S 2 0 4)。

#### 【 0 0 5 0 】

そして、CPU は、当該座標における差分が所定の閾値以上であった場合 (S 2 0 4 ; Y E S) にのみ、S 2 0 1 にて新たに生成した画像における当該座標上の画素の輝度値を「0」から「1」に変換し (S 2 0 5)、当該座標における差分が所定の閾値未満であった場合 (S 2 0 4 ; N O) には、当該新たな画像における当該座標上の画素の輝度値を「0」のままにする。すなわち、当該新たな画像は、このようなアルゴリズムに従って二値画像となるように加工されることに

よって、患部の位置及び形状を示す患部画像に変換される。その後、CPUは、S 1 1 0 又は S 1 1 1 において処理対象として決定した座標のうち、未処理のものが存在するか否かを判別する（S 2 0 6）。

## 【 0 0 5 1 】

そして、CPUは、未処理の処理対象座標が存在していた場合（S 2 0 6 ; Y E S）には、未処理の処理対象座標の中から、次の処理ループの処理対象としての1つの座標を特定し（S 2 0 7）、当該座標における差分を算出する（S 2 0 3）。

## 【 0 0 5 2 】

そして、S 2 0 3 ~ S 2 0 7 の処理ループの実行中、S 1 1 0 又は S 1 1 1 において処理対象として決定した座標の全てに対して処理を実行し終えた場合（S 2 0 6 ; N O）には、CPUは、患部画像生成サブルーチンを終了する。

## 【 0 0 5 3 】

このような患部画像生成サブルーチン（図 3 の S 1 1 2）を実行した後、CPUは、S 1 1 2 で生成された患部画像の画像データを患部画像データとして画像合成回路 3 3 f へ送信し（S 1 1 3）、次の参照画像データ及び蛍光画像データが参照画像用メモリ 3 3 c 及び蛍光画像用メモリ 3 3 d から送られてくるのを待機する（S 1 0 1）。

## 【 0 0 5 4 】

なお、CPUは、S 1 1 3 において画像データを画像合成回路 3 3 f へ送信してからでないと、S 1 0 1 を実行しない。従って、S 1 0 2 ~ S 1 1 3 を実行している間に、参照画像データ及び蛍光画像データが各メモリ 3 3 c, 3 3 d から送られてきても、CPUは、これらを受け付けない。このため、S 1 0 2 ~ S 1 1 3 の処理速度に応じて、参照画像データ及び蛍光画像データに対する処理能力が異なることとなる。すなわち、S 1 0 2 ~ S 1 1 3 の処理速度が速ければ、より多くの参照画像データ及び蛍光画像データを処理し、より多くの観察用画像を生成することとなる。また、CPUに受け付けられなかった参照画像データ及び蛍光画像データについては、観察用画像が生成されないこととなる。

## 【 0 0 5 5 】

以上の処理が患部画像生成回路 3 3 e 内で実行されることにより、患部画像生成回路 3 3 e では、各メモリ 3 3 c, 3 3 d から参照画像データ及び蛍光画像データが受信される毎に、二値画像を示す患部画像データが生成されて画像合成回路 3 3 f に送られる。

【 0 0 5 6 】

図 2 の画像合成回路 3 3 f は、患部画像データとそれを生成する際の基となった参照画像データとを合成して観察用画像データを生成する回路である。具体的には、画像構成回路 3 3 f は、患部画像データを生成する際の基となる参照画像データが参照画像用メモリ 3 3 c から入力されると（患部画像データの基とならない参照画像データが入力されても受け付けない）、その参照画像データを利用して白黒の RGB 画像を生成するとともに、患部画像データが患部画像生成回路 3 3 e から入力されると、その患部画像データを利用して、上記白黒の RGB 画像における患部画像中の輝度値「1」を有する画素と同じ座標にある画素をそれぞれ例えば赤色の画素（RGB 値が例えば（2 5 5, 0, 0）である画素）に変換した画像を、観察用画像として生成する。なお、この画像合成回路 3 3 f は、観察用画像の画像データを記録しておくためのバッファ（記憶部に相当）を備えており、観察用画像の画像データを生成する毎に、バッファ内に画像データを記録してバッファ内の画像データを更新する。そして、画像合成回路 3 3 f は、タイミングコントローラ 3 3 a からの基準信号に従ったタイミング（NTSC 映像信号の出力タイミング）にて、バッファ内から画像データを読み出し、それを D/A 変換器 3 3 g へ出力する。

【 0 0 5 7 】

D/A 変換器 3 3 g は、観察用画像を示すデジタル信号が入力される回路である。デジタル信号が入力された D/A 変換器 3 3 g は、そのデジタル信号をアナログ信号である RGB 映像信号に変換する。

【 0 0 5 8 】

エンコーダー 3 3 h は、D/A 変換器 3 3 g に繋がれており、入力される RGB 映像信号を NTSC 映像信号（又は PAL 映像信号）に変換し、画像切替機 4 に出力する。



【 0 0 5 9 】

## ＜画像切替機＞

次に、画像切替機 4 について、説明する。この画像切替機 4 には、上述したように、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントローラ 2 1 から、第 1 観察モードを示す信号、又は、第 2 観察モードを示す信号が入力される。画像切替機 4 は、第 1 観察モードでは、光源プロセッサ装置 2 の映像信号処理回路 2 4 から入力される N T S C 映像信号をモニタ M に出力し、この N T S C 映像信号に基づくカラー画像である通常観察画像をモニタ M に表示させる。一方、第 2 観察モードでは、画像切替機 4 は、診断補助用装置 3 の画像処理回路 3 3 から入力される N T S C 映像信号をモニタ M に出力し、この N T S C 映像信号に基づくカラー画像（白黒赤の画像）である観察用画像をモニタ M に表示させる。

【 0 0 6 0 】

## ＜第 1 の実施形態の動作＞

次に、第 1 の実施形態の動作について、説明する。術者は、鉗子チャンネルとしての細管 1 3 にプローブ P を挿入しないで、電子内視鏡 1 の挿入部を体腔内に挿入し、その先端部を、観察対象となる部位に対向させる。そして、光源プロセッサ装置 2 の図示せぬ操作パネルのスイッチを操作して、観察モードを第 1 観察モードに切り替える。すると、モニタ M には、電子内視鏡 1 の先端部が対向した領域が、カラー画像として表示される。術者は、このカラー画像を見て、被検体の状態を観察することができる。

【 0 0 6 1 】

さらに、術者は、カラー画像の観察を通じて選択した部位に対して、診断補助用装置 3 を利用した観察を行う。具体的には、術者は、診断補助用装置 3 のプローブ P の先端を、電子内視鏡 1 の鉗子口 1 d から細管 1 3 内へ挿入し、電子内視鏡 1 の先端側の鉗子口 1 c から突出させる。そして、術者は、光源プロセッサ装置 2 の図示せぬ操作パネルのスイッチを操作して、観察モードを第 2 観察モードへ切り替える。すると、プローブ P の先端から可視光と励起光が交互に射出され、電子内視鏡 1 の先端に対向する体腔壁が、電子内視鏡 1 により、可視光により照明された状態と蛍光を発した状態とで、交互に撮影される。その結果、第 2 観

察モードにある光源プロセッサ装置 2 の映像信号処理回路 2 4 からは、参照画像信号及び蛍光画像信号を含む RGB 映像信号が、診断補助用装置 3 の画像処理回路 3 3 へ出力される。この RGB 映像信号が入力された画像処理回路 3 3 では、患部画像生成回路 3 3 e が、参照画像信号及び蛍光画像信号に基づいて患部画像を生成し、画像合成回路 3 3 f が、参照画像に基づいた白黒の RGB 画像における患部画像中の輝度値「1」を有する画素と同じ座標にある画素が赤色の画素とされた観察用画像を、生成する。第 2 観察モードを示す信号を受けている画像切替機 4 は、このような観察用画像を示す NTSC 映像信号を、画像処理回路 3 3 から受信してモニタ M に出力するので、第 2 観察モードでは、モニタ M には、観察用画像が映し出される。

#### 【 0 0 6 2 】

なお、モニタ M に表示される観察用画像における赤色の画素の位置は、患部画像における輝度値「1」を有する画素の座標に一致しているが、この輝度値「1」を有する画素の座標は、参照画像において輝度値が大きくて蛍光画像において輝度値が小さい座標を、すなわち、体腔の奥のほうの部位ではなく可視光が一定量照射される比較的手前の部位であって、然も、励起光が照射された場合に弱い蛍光を発する部位を、示している。つまり、赤色の画素は、患部と判断できそうな部位を、示しているのである。従って、術者は、観察用画像の中の白黒部分により、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として赤く示された部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、特定することができる。

#### 【 0 0 6 3 】

また、上述のように体腔壁を観察する場合、電子内視鏡 1 の撮影状態が時々刻々と変化するために、状況により、モニタ M に表示された観察用画像が観察に耐えないものとなる場合がある。例えば電子内視鏡 1 の先端が体腔壁に近づきすぎたり遠のきすぎたりして、観察用画像の中の白黒部分（つまり白黒の RGB 画像とされた参照画像）が真っ白になったり真っ黒になったりすることがある。参照画像がこのような状態になると、患部画像生成回路 3 3 e では、処理対象座標を

全座標の  $1/4$  に減らす (S108~S111) ので、患部画像を生成する際に掛かる時間が、全座標を処理対象とするときの約半分 (理論上は  $1/4$  であるが、実際には約半分) となる。つまり、1つの患部画像を生成する際の処理速度が約2倍に高められる。このため、観察用画像が観察に耐えない画像となる間は、観察用画像の生成速度が速まるため、術者が観察可能な状態にしようとして電子内視鏡1の先端を移動させる操作を行っても、その操作中、モニタMには、観察用画像が、その基となる参照画像や蛍光画像が電子内視鏡1によって撮影された時とほぼ同時に表示されることとなる。逆に、患部画像を生成する際に全座標を処理対象とする場合には、処理速度が変化しないので、観察用画像は、その基となる参照画像や蛍光画像が電子内視鏡1によって撮影された時点から遅れてモニタMに表示される。

【0064】

<まとめ>

上述したように、第1の実施形態によれば、患部画像生成回路33eは、規格化後の参照画像において最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数を上回っていた場合 (且つ、規格化前の参照画像において最大輝度値が所定限界値を下回っていた場合) には、観察用画像が観察に耐えないものになるとして、患部画像を生成する際に処理対象となる座標を全座標の  $1/4$  の座標にまで間引いて処理を行う。このため、観察用画像が観察に耐えない画像となる間は、観察用画像の生成速度が速まるので、モニタMには、観察用画像がほぼリアルタイムに表示されることとなる。その結果、注目していた部位を術者が見失う可能性が低くなり、施術の遅延が防止される。

【0065】

また、患部画像生成回路33eは、規格化後の参照画像において最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数を上回っていなかった場合 (又は、規格化前の参照画像において最大輝度値が所定の限界値を下回っていなかった場合) には、観察用画像が観察可能な画像であるとして、患部画像を生成する際に全座標を処理対象として処理を行う。このため、観察用画像が観察可能な画像である間は、観察用画像の生成速度が遅いままであるので、観察用画像が若干のタイムラグをもつ

て遅れて表示されるものの、患部画像の解像度が落とされていないので、術者は、被検体の状態を詳細に観察することができる。

【 0 0 6 6 】

【実施形態 2】

第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態のように参照画像の状態に応じて患部画像の生成時に処理対象となる座標を間引くか否かを決定するのではなく、患部画像において輝度値「1」を有する画素の個数が、全画素数に対して所定割合となる個数を上回るか否かによって、その次に患部画像を生成する際に処理対象となる座標を間引くか否かを決定するものである。つまり、第 2 の実施形態は、第 1 の実施形態の患部画像生成回路 3 3 e における処理内容が若干異なる（すなわち、若干異なるプログラムが ROM 内に格納されている）他は、第 1 の実施形態と同じ構成である。従って、以下では、第 1 の実施形態との相違点である患部画像生成回路 3 3 e における処理内容についてのみ、説明する。

【 0 0 6 7 】

図 5 は、第 2 の実施形態の患部画像生成回路 3 3 e において行われる処理の内容を示すフローチャートである。

【 0 0 6 8 】

図 5 に示されるように、処理開始後、CPU は、処理対象となる座標を間引くか否かを決定するためのフラグを示す変数に「0」を代入して RAM（情報格納部に相当）に記録し、フラグを初期化する（S 3 0 1）。なお、次の S 3 0 2 ～ S 3 0 6 は、図 3 に示した S 1 0 1 ～ S 1 0 5 と同じである。すなわち、CPU は、蛍光画像及び参照画像の全画素の値を規格化する（S 3 0 2 ～ S 3 0 6）。その後、CPU は、この時点での上記フラグが「0」であるか「1」であるかを判別する（S 3 0 7）。

【 0 0 6 9 】

そして、CPU は、フラグが「0」であった場合（S 3 0 7；0）には、画像における左上隅を座標原点（0，0）とし、横軸を x、縦軸を y とした座標系にマッピングされた全画素の座標（x，y）を、以後の処理における処理対象座標として、決定する（S 3 0 8）。

## 【 0 0 7 0 】

一方、CPUは、フラグが「1」であった場合（S 3 0 7 ; 1）には、上記座標系における座標（2 n, 2 m）のみを、以後の処理における処理対象座標として決定する（S 3 0 9）。但し、n = 0, 1, 2, …であり、m = 0, 1, 2, …である。

## 【 0 0 7 1 】

そして、以後の処理対象となる座標をS 3 0 8又はS 3 0 9で決定した後、CPUは、患部画像生成サブルーチンを実行する（S 3 1 0）。この患部画像生成サブルーチンの内容については、図4を用いて説明したので、ここでは説明を省略する。

## 【 0 0 7 2 】

このような患部画像生成サブルーチンの実行後、CPUは、生成した患部画像において輝度値「1」を有する画素の個数が、全画素数に対して所定割合（例えば5%）となる個数を上回っているか否かを、判別する（S 3 1 1）。

## 【 0 0 7 3 】

そして、CPUは、輝度値「1」を有する画素の個数が、全画素数に対して所定割合となる個数を上回っていた場合（S 3 1 1 ; Y E S）には、上記フラグを示す変数に「0」を代入し（S 3 1 2）、輝度値「1」を有する画素の個数が、全画素数に対して所定割合となる個数未満であった場合（S 3 1 1 ; N O）には、上記フラグを示す変数に「1」を代入する（S 3 1 3）。

## 【 0 0 7 4 】

S 3 1 2又はS 3 1 3でフラグを更新した後、CPUは、S 3 1 0で生成された二値画像の画像データを患部画像データとして画像合成回路3 3 fへ送信し（S 3 1 4）、次の参照画像データ及び蛍光画像データが参照画像用メモリ3 3 c及び蛍光画像用メモリ3 3 dから送られてくるのを待機する（S 3 0 2）。

## 【 0 0 7 5 】

以上の処理が患部画像生成回路3 3 e内で実行されることにより、患部画像生成回路3 3 eは、患部画像の全座標のうち、輝度値「1」を有する画素（特定画素に相当）の個数が、全画素数に対して所定割合となる個数を超えていた場合に

は、観察すべき部位が存在しているとして、次回に患部画像を生成する際に全座標を処理対象として処理を行う（S 3 0 7, S 3 0 8, S 3 1 0 ~ S 3 1 2, S 3 1 4）。また、患部画像生成回路 3 3 e は、患部画像の全座標のうち、輝度値「1」を有する画素の個数が、全画素数に対して所定割合となる個数を超えていなかった場合には、観察すべき部位が存在しないとして、次回に患部画像を生成する際に処理対象となる座標を全座標の  $1/4$  の座標にまで間引いて処理を行う（S 3 0 7, S 3 0 9, S 3 1 1, S 3 1 3, S 3 1 4）。なお、S 3 1 2 ~ S 3 1 4 は、状態判定部に相当する。

#### 【0 0 7 6】

従って、第 2 の実施形態によると、腫瘍や癌などの病変が生じている部位が見あたらない画像となる間は、観察用画像の生成速度が速まるので、モニタ M には、観察用画像がほぼリアルタイムに表示されることとなる。その結果、術者は、他の部位を探索する際に注目すべき病変部位を見失う可能性が低くなり、施術の遅延が防止される。また、病変部位が存在している可能性が高い画像となる間は、観察用画像の生成速度が遅いままであるので、観察用画像が若干のタイムラグをもって遅れて表示されるものの、患部画像の解像度が落とされていないので、術者は、被検体の状態を詳細に観察することができる。

#### 【0 0 7 7】

##### 【実施形態 3】

第 3 の実施形態は、第 1 の実施形態のように参照画像と蛍光画像において互いに同じ座標にある一個の画素の値を比較して患部画像を生成するのではなく、参照画像及び蛍光画像において互いに同じ座標群にある一定の個数の画素集団の平均値を比較して患部画像を生成するものである。つまり、第 3 の実施形態も、第 2 の実施形態と同様に、第 1 の実施形態の患部画像生成回路 3 3 e における処理内容が若干異なる（すなわち、若干異なるプログラムが ROM 内に格納されている）他は、第 1 の実施形態と同じ構成である。従って、以下では、第 1 の実施形態との相違点である患部画像生成回路 3 3 e における処理内容についてのみ、説明する。

#### 【0 0 7 8】

図 6 は、第 3 の実施形態の患部画像生成回路 3 3 e において行われる処理の内容を示すフローチャートである。

【 0 0 7 9 】

図 6 に示されるように、処理の開始後の S 4 0 1 ~ S 4 0 9 の内容は、図 3 に示した S 1 0 1 ~ S 1 0 9 の内容と同じである。すなわち、C P U は、処理開始後、蛍光画像及び参照画像の全画素の輝度値を規格化し ( S 4 0 1 ~ S 4 0 5 ) 、規格化後の参照画像における最大階調値をもつ画素の個数を計数する ( S 4 0 6 ) とともに、規格化前の参照画像における最大輝度値を読み出し ( S 4 0 7 ) 、S 4 0 6 にて計数した最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数を上回るか否か、及び、S 4 0 7 にて読み出した最大輝度値が所定の限界値を下回るか否かを、それぞれ判別する ( S 4 0 8 , S 4 0 9 ) 。なお、S 4 0 7 及び S 4 0 9 は省略されても良い。

【 0 0 8 0 】

そして、C P U は、最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数以下であって、且つ、最大輝度値が所定の限界値以上であった場合 ( S 4 0 8 ; N O , S 4 0 9 ; N O ) には、画像における左上隅を座標原点 ( 0 , 0 ) とし、横軸を x 、縦軸を y とした座標系にマッピングされた全画素の座標 ( x , y ) を、以後の処理における処理対象座標として決定し ( S 4 1 0 ) 、図 4 に示した患部画像生成サブルーチンを実行する ( S 4 1 1 ) 。

【 0 0 8 1 】

一方、C P U は、最大階調値をもつ画素の個数が所定の個数を上回っていた場合 ( S 4 0 8 ; Y E S ) 、又は、最大輝度値が所定の限界値を下回っていた場合 ( S 4 0 9 ; Y E S ) には、上記座標系における座標 ( 2 n , 2 m ) のみを、以後の処理における処理対象座標として決定する ( S 4 1 2 ) 。但し、n = 0 , 1 , 2 , …であり、m = 0 , 1 , 2 , …である。そして、C P U は、図 4 に示したものと内容が若干異なる患部画像生成サブルーチンを実行する ( S 4 1 3 ) 。この患部画像生成サブルーチンの内容を、図 7 に示す。

【 0 0 8 2 】

図 7 に示されるように、患部画像生成サブルーチンの開始後、C P U は、全座

標上の画素の輝度値が「0」である新たな画像を生成し（S 5 0 1）、S 4 1 2において決定された処理対象座標の中から、一つの座標（ $2n$ ,  $2m$ ）を特定するとともに、この座標（ $2n$ ,  $2m$ ）とこの座標に隣接する三つの座標（ $2n$ ,  $2m+1$ ）、（ $2n+1$ ,  $2m$ ）、（ $2n+1$ ,  $2m+1$ ）とからなる四つの座標を、以下の処理ループの処理対象として決定する（S 5 0 2）。

## 【0083】

つぎに、CPUは、参照画像及び蛍光画像における上記四座標上にある画素群の輝度値の平均値をそれぞれ算出し（S 5 0 3）、参照画像の当該四座標上の画素群の平均値から、蛍光画像の当該四座標上の画素群の平均値を差し引くことにより、当該四座標における差分を算出し（S 5 0 4）、算出した差分が所定の閾値以上であるか否かを判別する（S 5 0 5）。

## 【0084】

そして、CPUは、当該四座標における差分が所定の閾値以上であった場合（S 5 0 5 ; YES）にのみ、S 5 0 1にて新たに生成した画像における当該四座標上の画素の輝度値を「0」から「1」に変換し（S 5 0 6）、当該四座標における差分が所定の閾値未満であった場合（S 5 0 5 ; NO）には、当該新たな画像における当該四座標上の画素のそれぞれの輝度値を「0」のままにする。すなわち、当該新たな画像は、このようなアルゴリズムに従って二値画像となるように加工されることによって、患部の位置及び形状を示す患部画像に変換される。その後、CPUは、S 4 1 1において処理対象として決定した座標のうち、未処理のものが存在するか否かを判別する（S 5 0 7）。

## 【0085】

そして、CPUは、未処理の処理対象座標が存在していた場合（S 5 0 7 ; YES）には、未処理の処理対象座標の中から、一つの座標を特定するとともに、この座標とこの座標に隣接する三つの座標とからなる四つの座標を、次の処理ループの処理対象として決定する（S 5 0 8）。

## 【0086】

そして、S 5 0 3～S 5 0 8の処理ループの実行中、S 4 1 2において処理対象として決定した座標の全てに対して処理を実行し終えた場合（S 5 0 7 ; NO



）には、CPUは、患部画像生成サブルーチンを終了する。

【0087】

図4又は図6の患部画像生成サブルーチン（S411，S413）を実行した後、CPUは、S411又はS413で生成された患部画像の画像データを患部画像データとして画像合成回路33fへ送信し（S414）、次の参照画像データ及び蛍光画像データが参照画像用メモリ33c及び蛍光画像用メモリ33dから送られてくるのを待機する（S401）。

【0088】

以上の処理が患部画像生成回路33e内で実行されることにより、患部画像生成回路33eは、観察用画像が観察可能であると判定した場合には、参照画像と蛍光画像における互いに同じ座標上にある一つの画素の輝度値同士を比較し（図4参照）、観察用画像が観察に耐えないものになると判定した場合には、参照画像と蛍光画像における互いに同じ座標群上にある画素群の輝度値の平均値同士を比較する（図7参照）。

【0089】

従って、第3の実施形態によると、観察用画像が観察に耐えない画像となる間は、画素群の平均値が比較されることによって比較回数が減ることにより観察用画像の生成速度が速まるので、モニタMには、観察用画像がほぼリアルタイムに表示されることとなる。その結果、注目していた部位を術者が見失う可能性が低くなり、施術の遅延が防止される。逆に、観察用画像が観察可能な画像である間は、観察用画像の生成速度が遅いままであるので、観察用画像が若干のタイムラグをもって遅れて表示されるものの、患部画像の解像度が落とされていないので、術者は、被検体の状態を詳細に観察することができる。

【0090】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明によれば、内視鏡システムを利用する診断補助用装置において、入力される画像の状態に応じて処理速度を高めたり戻したりできる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の第 1 の実施形態である内視鏡システムの内部の概略的な構成図

【図 2】 診断補助用装置の画像処理回路の内部の概略的な構成図

【図 3】 画像処理回路内の患部画像生成回路にて実行される処理の内容を示すフローチャート

【図 4】 患部画像生成回路にて実行される患部画像生成サブルーチンの内容を示すフローチャート

【図 5】 第 2 の実施形態の患部画像生成回路にて実行される処理の内容を示すフローチャート

【図 6】 第 3 の実施形態の患部画像生成回路にて実行される処理の内容を示すフローチャート

【図 7】 第 3 の実施形態の患部画像生成回路にて実行される患部画像生成サブルーチンの内容を示すフローチャート

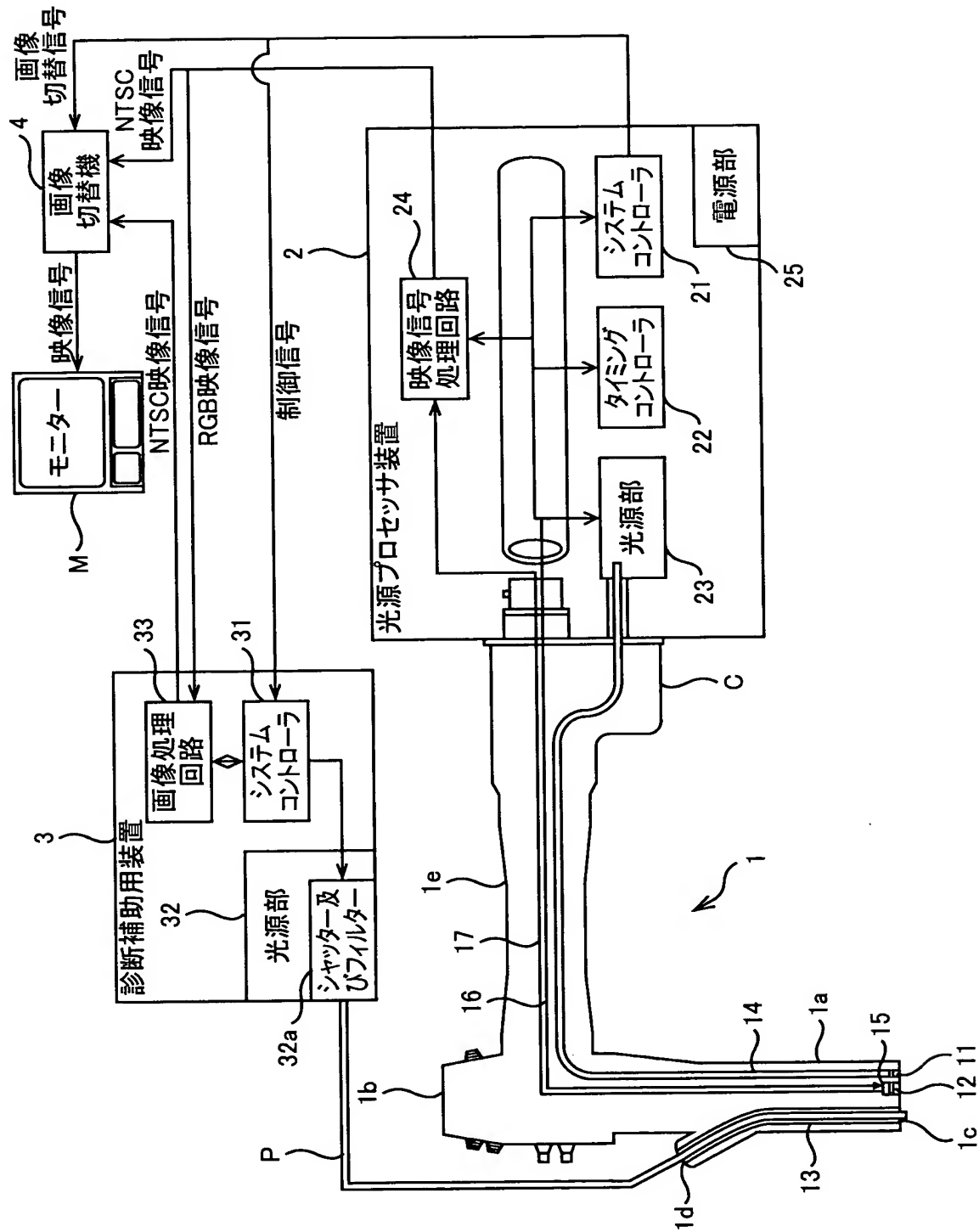
【符号の説明】

- |          |             |
|----------|-------------|
| 1        | 電子内視鏡       |
| 1 1      | 配光レンズ       |
| 1 2      | 対物レンズ       |
| 1 3      | 細管（鉗子チャンネル） |
| 1 4      | ライトガイド      |
| 1 5      | 撮像素子        |
| 1 6, 1 7 | 信号線         |
| 2        | 光源プロセッサ装置   |
| 2 1      | システムコントローラ  |
| 2 2      | タイミングコントローラ |
| 2 3      | 光源部         |
| 2 4      | 映像信号処理回路    |
| 3        | 診断補助用装置     |
| 3 1      | システムコントローラ  |
| 3 2      | 光源部         |

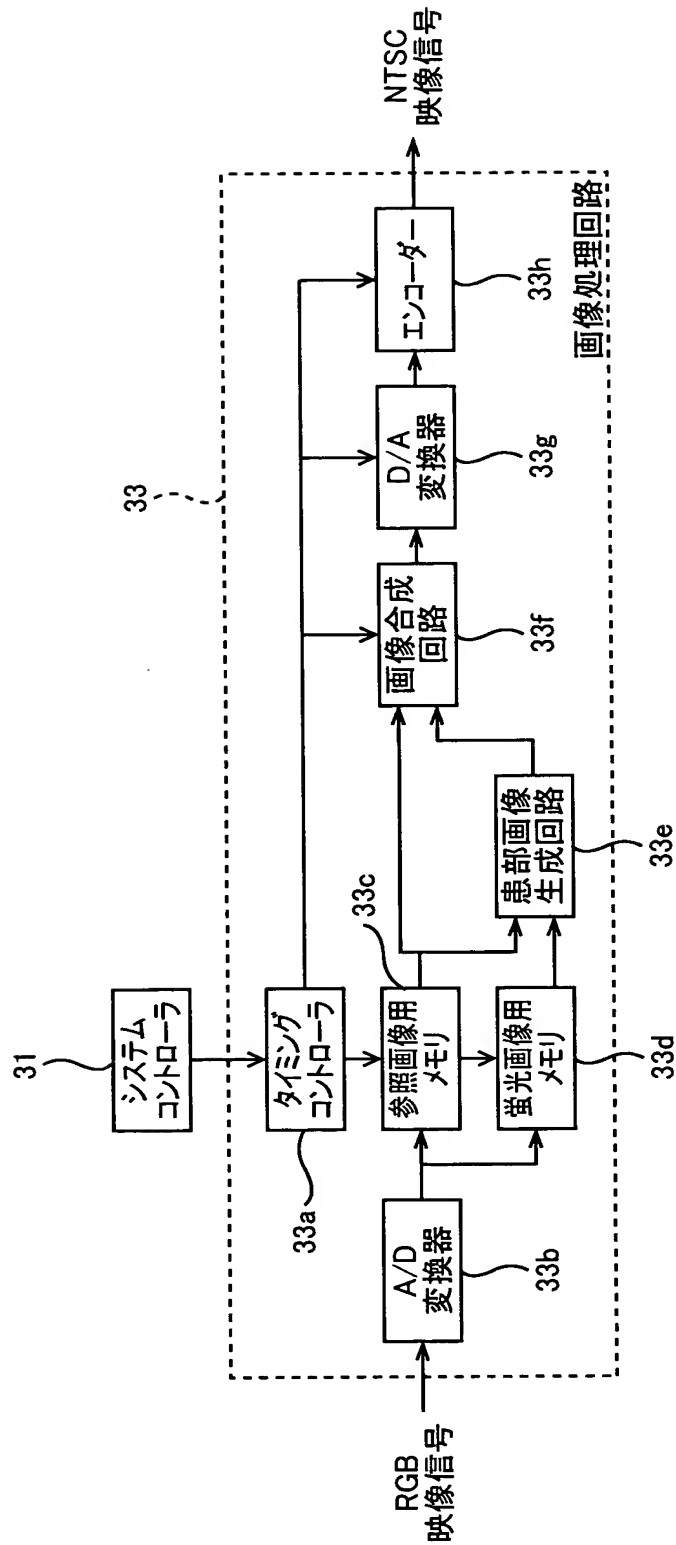
3 3	画像処理回路
3 3 a	タイミングコントローラ
3 3 b	A / D 変換器
3 3 c	参照画像用メモリ
3 3 d	蛍光画像用メモリ
3 3 e	患部画像生成回路
3 3 f	画像合成回路
3 3 g	D / A 変換器
3 3 h	エンコーダー
P	プローブ
4	画像切替機
M	モニタ

【書類名】 図面

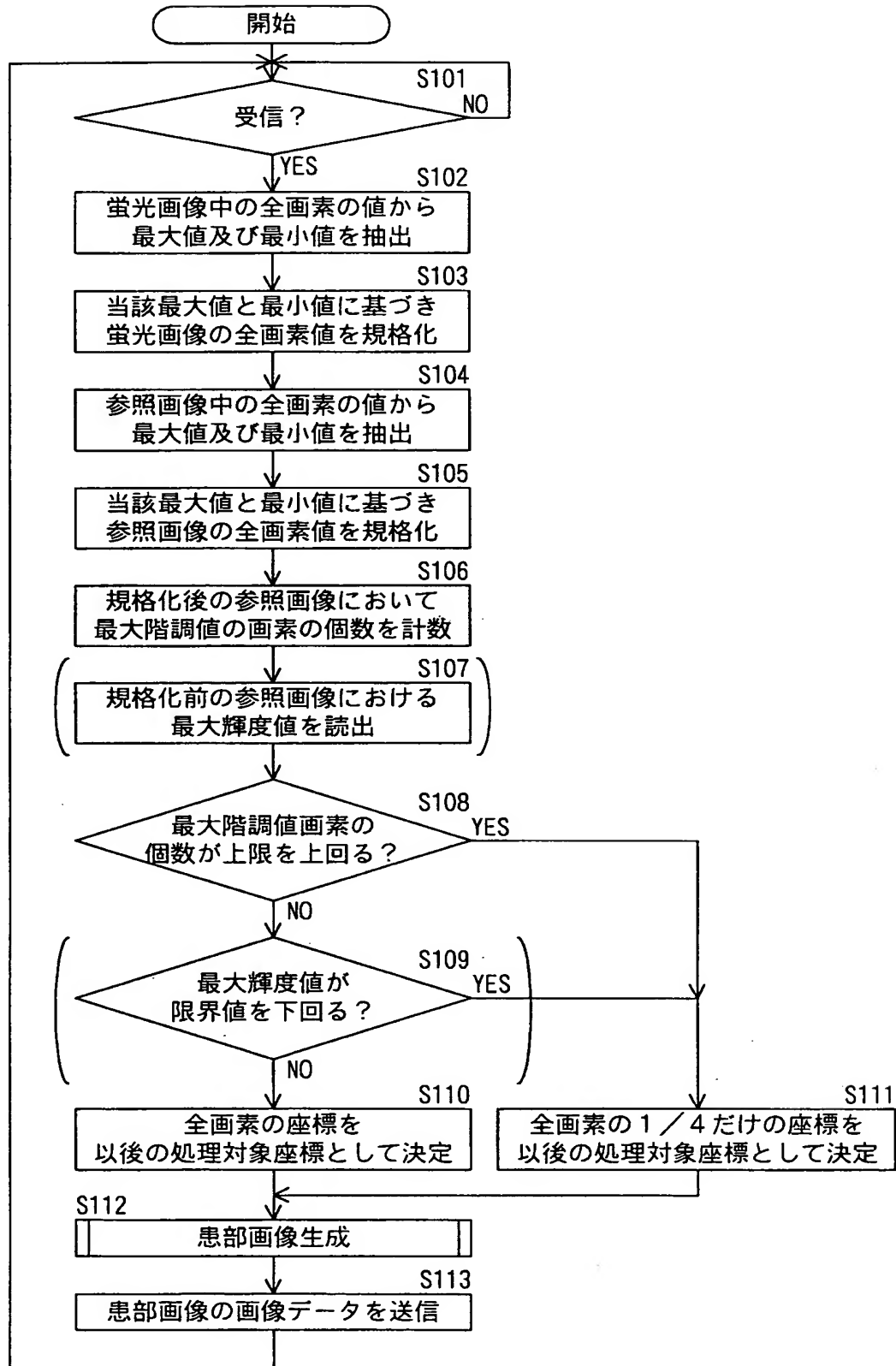
【図 1】



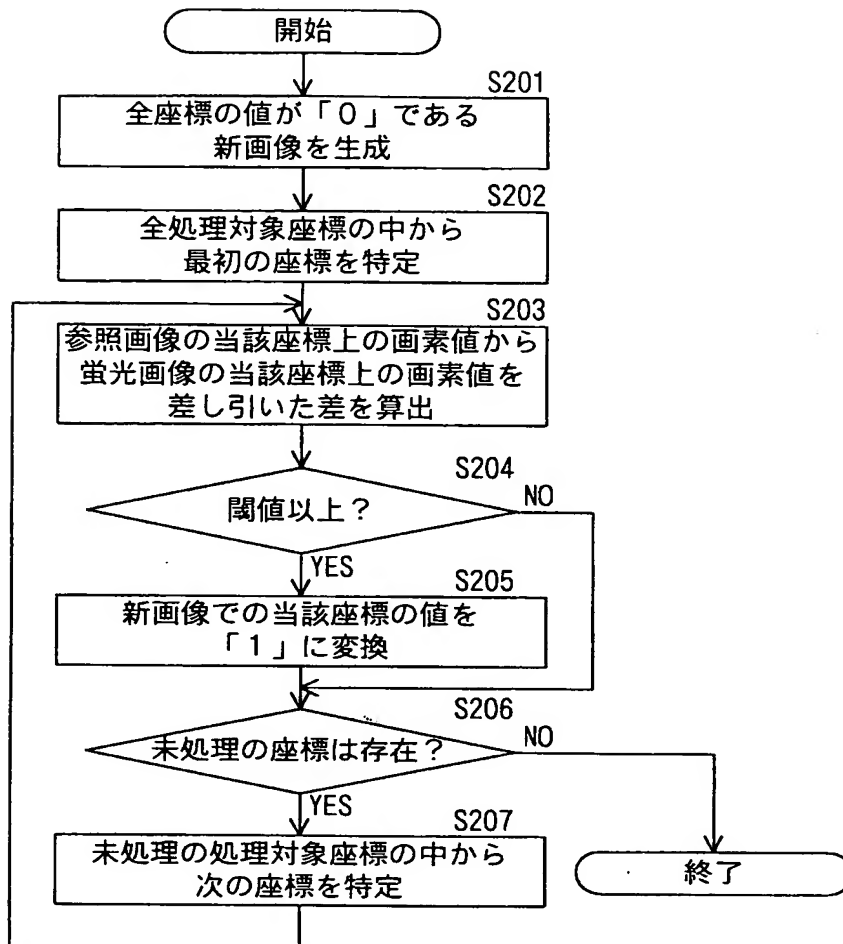
【図 2】



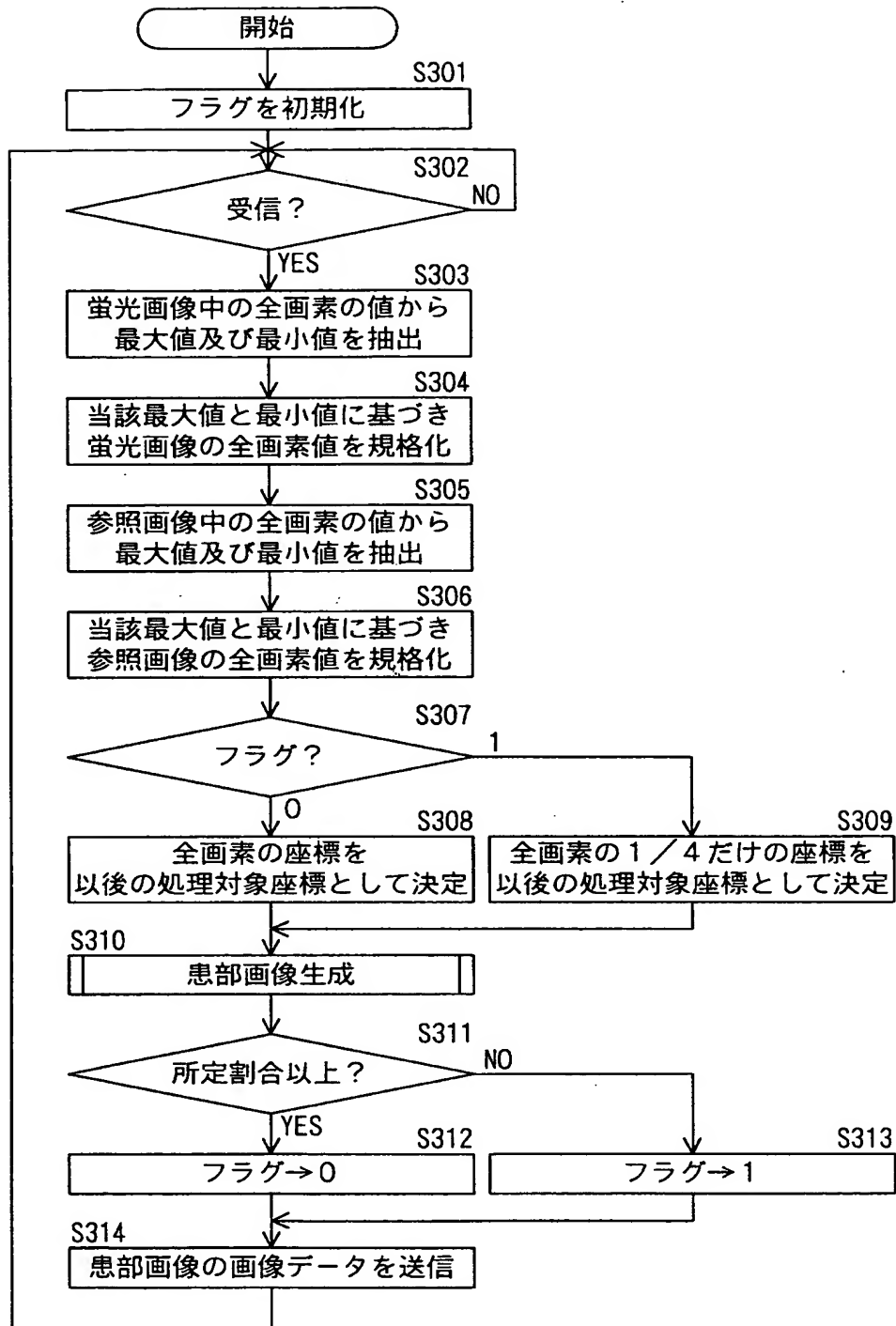
【図 3】



【図 4】

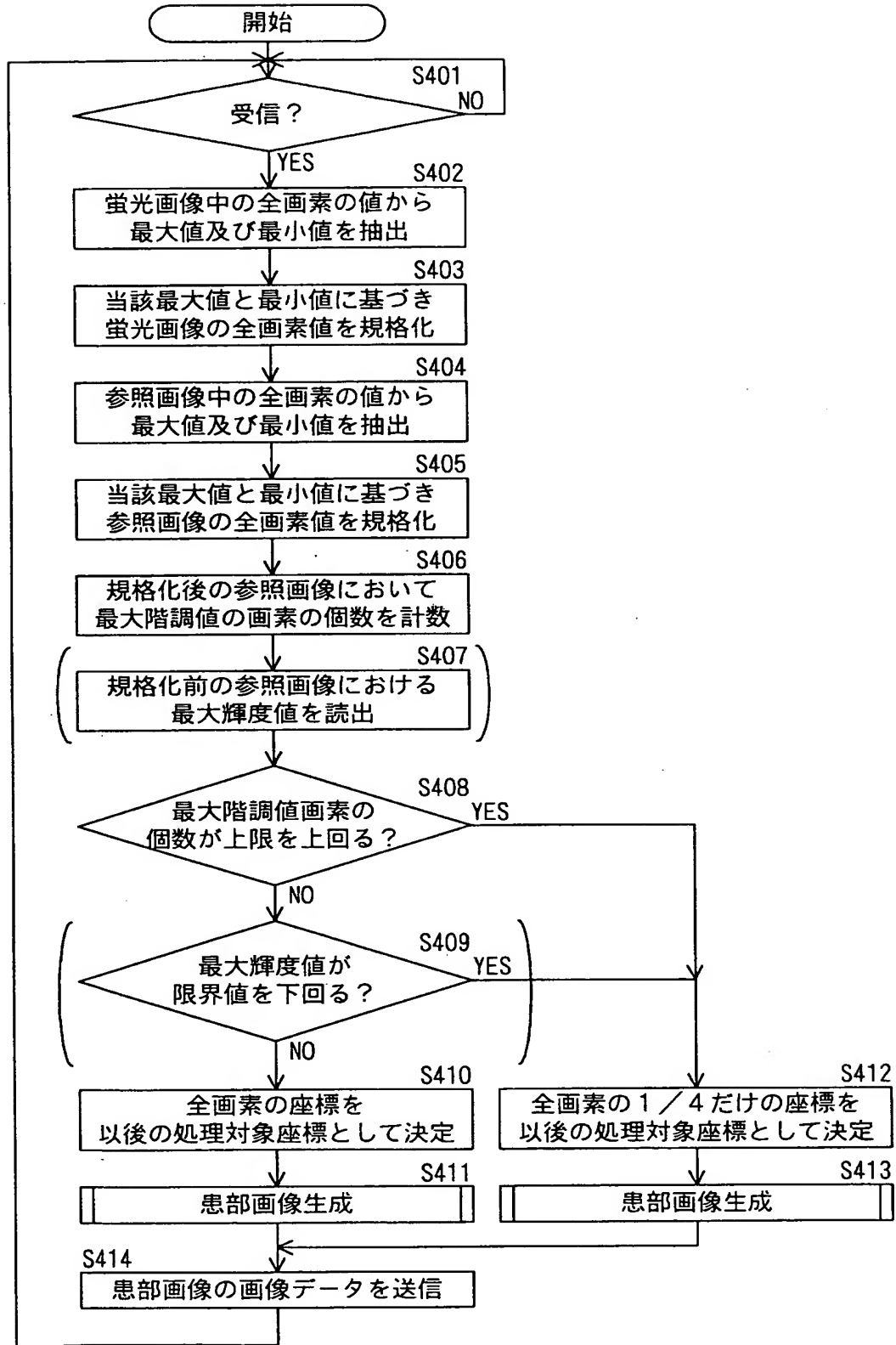


【図 5】

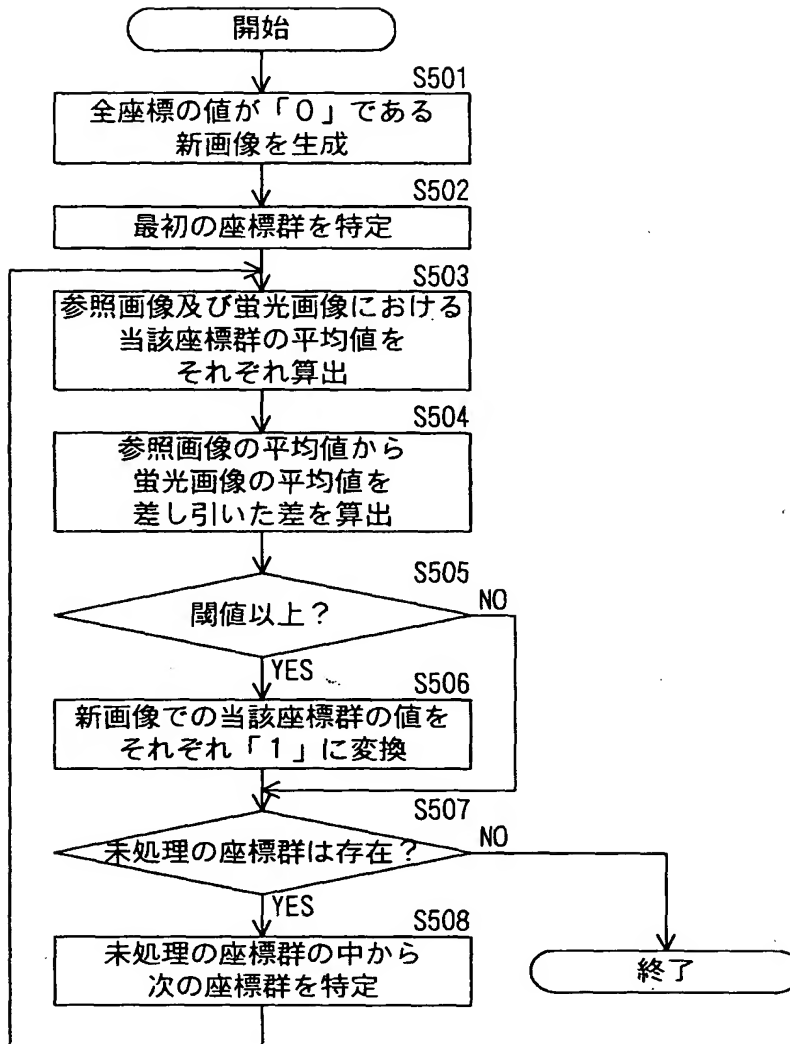




【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

入力される画像の状態に応じて処理速度を高めたり戻したりできる診断補助用装置を提供する。

【解決手段】

内視鏡システムの光源プロセッサ装置 2 の映像信号処理回路 2 4 が赤色画像信号及び緑色画像信号を受信するタイミングに合わせて可視光及び励起光をプローブ P の先端から放射するように、診断補助用装置 3 を構成する。また、映像信号処理回路 2 4 から送られてくる RGB 映像信号から R 成分及び G 成分を取り出して参照画像信号及び蛍光画像信号を取得するように、診断補助用装置 3 を構成する。また、参照画像の全画素のうち、最大値をもつ画素の個数が所定の限界値を超えたときには、患部画像を生成する際に処理対象とする座標を全座標の  $1/4$  にまで間引くように、診断補助用装置 3 を構成する。

【選択図】 図 3

認 定 ・ 付 加 情 報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 2 8 7 0 3 4
受付番号	5 0 2 0 1 4 7 0 2 1 4
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 2 月 1 2 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年 9月30日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日 1990年 8月10日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
氏 名 旭光学工業株式会社
2. 変更年月日 2002年10月 1日  
[変更理由] 名称変更  
住 所 東京都板橋区前野町2丁目36番9号  
氏 名 ペンタックス株式会社